



(19) RU⁽¹¹⁾ 2 088 927⁽¹³⁾ C1
(51) Int. Cl.⁵ G 01 N 33/49

RUSSIAN AGENCY
FOR PATENTS AND TRADEMARKS

(12) ABSTRACT OF INVENTION

(21), (22) Application: 93016603/14, 01.04.1993

(46) Date of publication: 27.08.1997

(71) Applicant:
Aksionernoe obshchestvo
Nauchno-proizvodstvennaja firma "Nedra"

(72) Inventor: Dibelov V.F.,
Lambrov A.V.

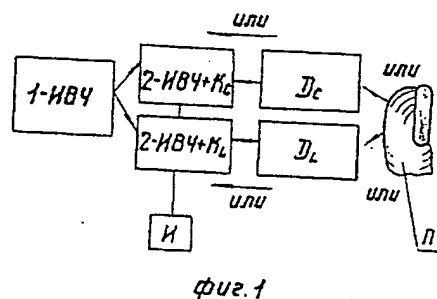
(73) Proprietor:
Lambrov Vladimir Vasil'evich

(54) METHOD AND DEVICE FOR CONTROLLING SUGAR QUANTITY IN HUMAN BLOOD IN CASES OF DIABETES MELLITUS

(57) Abstract:

FIELD: medicine. SUBSTANCE: method involves measuring reactive resistance of oscillation circuit in secondary circuits of high frequency generator by means of direct human action applied to oscillation circuit members. Sugar quantity in human blood is controlled using secondary circuits current increment values. The device has transducer designed as frequency generator having two secondary windings L2 and L3 loaded by oscillation circuit galvanically connected to them. Each oscillation circuit has inductance coils L4 and L5, main capacitors C10 and C12, tuning capacitors C11 and C13 and sensory member of RR-DR for human action to be applied, and analyzer unit designed as measuring bridge formed by secondary windings, frequency generator and oscillation circuit having measuring member M included into its diagonal. The sensory member is designed as capacitor DR with inductance coil DI. The frequency generator excites oscillations in frequency band width of 7.4-10 MHz. A person presses DR (or DI) with finger and changes reactive resistance

of oscillation circuit creating in this way measuring bridge arm impedance mismatch so that corresponding change in current flowing through it is recorded with member M which scale is graded in absolute or relative units of sugar contents. Measurements are made without taking blood samples (atraumatic) to eliminate the eventual blood infection of both patient and medical personnel (among others, AIDS infection). EFFECT: small size; usability by patient. 9 cl, 14 dwg



RU 2 088 927 C1

RU 2 088 927 C1



(19) RU (11) 2 088 927 (13) C1
(51) МПК⁶ G 01 N 33/49

РОССИЙСКОЕ АГЕНТСТВО
ПО ПАТЕНТАМ И ТОВАРНЫМ ЗНАКАМ

(12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ПАТЕНТУ РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ

(21), (22) Заявка: 93016603/14, 01.04.1993

(46) Дата публикации: 27.08.1997

(56) Ссылки: Bayer Austria Gesellschaft m.b.
H.Business Oroup Diagnostiss. Glucometer GX.

(71) Заявитель:
Акционерное общество
Научно-производственная фирма "Недра"

(72) Изобретатель: Дибелов В.Ф.,
Ламбров А.В.

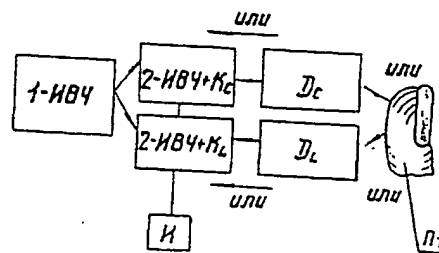
(73) Патентообладатель:
Ламбров Владимир Васильевич

(54) СПОСОБ КОНТРОЛЯ КОЛИЧЕСТВА САХАРА В КРОВИ ЧЕЛОВЕКА, СТРАДАЮЩЕГО САХАРНЫМ ДИАБЕТОМ И УСТРОЙСТВО ДЛЯ ЕГО ОСУЩЕСТВЛЕНИЯ

(57) Реферат:

Использование: медицина, для экстренного определения количества сахара в крови человека. Цель - исключение необходимости травмирования и возможности инфицирования человека при измерении и повышение оперативности контроля. Сущность изобретения: производят изменения реактивного сопротивления /РС/ колебательных контуров /КК/, включенных во вторичные цепи /ВЦ/ высокочастотного генератора /ВГ/, путем непосредственного воздействия человеком на элементы КК, при этом количество сахара в крови контролируют по изменению тока в ВЧ. Устройство для выполнения такого контроля содержит датчик, выполненный в виде ВГ, с двумя вторичными обмотками (ВО) L_2 и L_3 , нагруженными гальванически связанными с ним КК, каждый из которых включает индуктивности L_4 и L_5 , основные / C_{10} и C_{12} / и подстроечные / C_{11} и C_{13} / емкости, а также чувствительный элемент /ЧЭ/ РС ДС для воздействия на него человека и анализатор, выполненный в виде измерительного моста, образованного ВО ВГ и КК, в диагональ которого включен измерительный элемент И, причем ЧЭ может быть выполнен в виде емкости ДС при индуктивности Ди, а с помощью ВГ возбуждают колебания в интервале частот 7,5-10 мГц; человек, прижимаясь пальцем к

Дс /или Дн/ изменяет РС КК, что обуславливает рассогласование плечей измерительного моста, а соответствующее изменение протекающего по нему тока фиксируется элементом И, шкала которого проградуирована в абсолютных или относительных единицах содержания сахара. Поскольку измерения приводятся без взятия проб крови /атравматичность/, то исключена возможность инфицирования крови как больного, так и обслуживающего его медперсонала, в том числе СПИДом. Прибор такого типа является малогабаритным /карманным/ и позволяет больному самому проводить контроль содержания сахара крови и принимать в случае необходимости экстренные меры. 2 с. и 7 з.п. ф-лы, 14 ил.



фиг. 1

RU 2 088 927 C1

RU 2 088 927 C1

Изобретение относится к медицине, а именно к технике и технологии контроля количества сахара в крови человека и может использоваться как в индивидуальном порядке, так и в лабораторных условиях. Особенно острым вопрос контроля количества сахара в крови человека является при необходимости осуществления постоянного контроля сахара в крови людей, больных сахарным диабетом, когда возможность получения информации о содержании сахара в их крови в любой момент времени позволяет принять правильные и экстренные меры по исключению возможности быстрого ухудшения состояния здоровья человека и тем более вероятности летального исхода.

Все известные авторам способы контроля основаны на их проведении с использованием проб крови, взятых у человека. При отборе пробы крови человеку во всех случаях наносится травма (укол для отбора пробы), которая может стать также причиной инфицирования как больного, так и медицинского персонала, в том числе СПИДом.

Наиболее близким по содержанию и оперативности к предлагаемому способу, является способ контроля количества сахара в крови человека, согласно которому вначале отбирают пробу крови, а затем с помощью специального устройства производят измерения и анализ количества сахара в крови посредством нанесения проб крови на индикаторные полоски и исследование этих полосок в специальном анализаторе. Этот способ и устройство для его осуществления описаны в рекламном проспекте австрийской формы Bayer (Bayer Austria Gesells haft m.b. H.Business Group Diagnostiss) под названием Glucometer G.X.

Достоинства известного способа заключаются в его высокой точности и относительно высокой оперативности.

Недостатки общие с другими известными авторам способами: обязательное травмирование обследуемого пациента иглой и возможность инфицирования пациента и медперсонала при взятии пробы крови, невозможность самоконтроля.

Целью изобретения является исключение необходимости травмирования человека (атравматичность) и возможности инфицирования участников контролирования, а также ускорение получения достоверной информации о содержании сахара в крови и реализация самоконтроля.

Изобретение основано на идее осуществления взаимодействия емкостной составляющей крови человека с реактивным сопротивлением вторичных цепей высокочастотного (ВЧ) генератора, в которые введены колебательные контуры, имеющие собственные частоты, отличающиеся от частоты генератора.

Экспериментально установлено, что при этом взаимодействии во вторичные цепи вносится рассогласование, обуславливающее изменение упомянутого выше реактивного сопротивления, причем величина этого изменения пропорциональна изменению содержания сахара в крови человека.

Таким образом, установлено, что изменение содержания сахара в крови человека обуславливает пропорциональное

изменение емкостной составляющей его крови, что приводит к изменению степени рассогласования, проявляющемуся в изменении токов, протекающих во вторичных цепях. Измеряя эти токи индикатором, оттарированным, например, в соответствующих единицах содержания сахара в крови человека, можно вести контроль этого содержания. Взаимодействие емкостной составляющей крови человека с реактивным сопротивлением указанных выше вторичных цепей в общем случае может быть осуществлено путем непосредственного контакта (касания) части тела человека (например, подушечки его пальца) с одним из элементов вторичных цепей, выполненным соответствующим образом. При таком контакте изменяются собственные частоты колебательных контуров (вторичных цепей ВЧ-генератора, содержащих колебательные контуры), что и приводит к разбалансированию измерительного моста, состоящего из указанных выше элементов.

На фиг. 1 показана блок-схема, иллюстрирующая принцип предлагаемого способа; на фиг. 2 общая схема устройства для реализации предлагаемого способа с использованием емкостного датчика; на фиг. 3 схема узла II', вводимого в схему на фиг. 2 вместо узла II, при использовании индуктивного датчика; на фиг. 4 схема узла I', вводимого в схему на фиг. 2 вместо узла I при использовании кварцевой стабилизации частоты ВЧ-генератора (взаимозаменяемые узлы I-I' и II-II' на фиг. 2, 3 и 4 "ограничены" штрих-пунктирными линиями и на них поставлены стрелки \rightarrow , обозначающие направления их перемещения при взаимозамене); на фиг. 5 мостовая схема устройства для контроля количества сахара в крови человека, стилизованная под стандартный мост для упрощения восприятия сущности предлагаемого способа; на фиг. 6 графики частотных характеристик колебательных контуров, запитанных ВЧ-генератором и включенных в мостовую схему (фиг. 2 и 5), при отсутствии взаимодействия человека с датчиком; на фиг. 7 графики фиг. 6 в момент взаимодействия человека с датчиком; на фиг. 8 вариант конструкции емкостного датчика (вид в плане на рабочую поверхность, т.е. поверхность для контакта с пальцем); на фиг. 9 разрез А-А на фиг. 8; на фиг. 10 разрез Б-Б на фиг. 9; на фиг. 11 предлагаемый прибор в момент взаимодействия с пальцем человека; на фиг. 12 14 варианты выполнения измерительной шкалы индикатора.

На чертежах использованы стандартизированные обозначения элементов электронных схем, принятые в отечественной технической литературе, например активные сопротивления R, реактивные L, емкостные C, VD стабилитроны и диоды, VT транзисторный клапан и т.д. с соответствующими цифровыми индексами последовательности применения в схемах.

Кроме того, на чертежах обозначено (в порядке нумерации фигур) I ИВЧ - один источник высокой частоты (ВЧ-генератор); 2 ИВЧ+Кс, источник I ИВЧ с введенными в его схему двумя колебательными контурами емкостными Кс или с индуктивными Кч; датчики емкостной Дс или индуктивный Дч, палец человека Пч, взаимодействующий с

I-ИВЧ или через "цепочку"
 $D_c \rightarrow 2\text{-ИВЧ} + K_c \rightarrow \text{I-ИВЧ}$ или
 $D_4 \rightarrow 2\text{-ИВЧ} + K_c \rightarrow \text{I-ИВЧ}$ И индикатор
разбаланса моста.

Согласно схемам фиг. 2 и 5 векторные реактивные сопротивления Z_1 и Z_2 колебательных контуров на измерительной части моста образованы суммами сопротивлений следующих элементов:

$$Z_1 \rightarrow L_4 + C_{10} + C_{11} + C'_{10},$$

$$Z_2 \rightarrow L_5 + C_{12} + C_{13} + C'_{12}$$

а U_1 и U_2 -плечи моста, представляющие собой две вторичные обмотки ВЧ-генератора, нагруженные выпрямителями моста. Они же являются питающими элементами моста (измерительной части моста). При этом, по аналогии с Z_1 и Z_2

$$U_{Z1} \rightarrow \eta R_6 + C_9 + VD_4 + VD_5 + C_7 + L_3,$$

$$U_{Z2} \rightarrow (1-\eta) R_6 + C_8 + VD_3 + VD_2 + C_6 + L_2$$

где η доля R_6 в U_{Z1} и $(1-\eta)$ доля R_6 в U_{Z2} .

Другие обозначения на чертежах:

U -напряжение (фиг. 2, 6 и 7). В точка пересечения графиков функций $U = \Phi(f)$, на линии частоты питания генератора f_r , f_{r1} , f_{r2} -резонансные частоты первого и второго колебательных контуров (когда собственные их частоты совпадают с частотой питания); f'_{r1} , f'_{r2} это f_{r1} и f_{r2} при воздействии человека на контуры.

Δ_{2-1} разность напряжений на контурах до воздействия на них человека;

Δ'_{2-1} то же при воздействии человека на контуры;

B' положение точки В при воздействии человека;

B'' и B''' соответственно точки пересечения графиков с ординатой f_r , являющиеся искомыми для измерения разбаланса моста;

ΔU_{01} , ΔU_{02} U_{kr1} и U_{kr2} на фиг. 6 и соответствующие им обозначения со штрихом (например $\Delta U'_{01}$) показывают

соответствующие напряжения для графиков до взаимодействия и при взаимодействии контуров с человеком;

Δf_1 и Δf_2 горизонтальные сдвиги ординат f_{r1} и f_{r2} при взаимодействии контуров с человеком ($\Delta f_1 > \Delta f_2$ вследствие "запаздывания" изменения частотной характеристики первого контура по отношению к изменению такой характеристики второго контура);

Ж, З и К на фиг. 12 соответственно желтый, зеленый и красный участки варианта шкалы индикатора, т.е. гипогликемия-норма-гипергликемия.

На шкале фиг. 14 числа обозначают содержание сахара в крови в мг/л, соответственно, интервал 3-4 \rightarrow 110-130, т.е. нормальное состояние; интервал 7-9 -L 240-270-гипергликемия; 2 гипогликемия.

Обозначения на фиг. 13 очевидны из чертежа.

Способ контроля количества сахара в крови человека согласно настоящему изобретению осуществляется следующим образом.

Посредством генератора высокой частоты (ВЧ-генератора) возбуждают электромагнитные колебания в колебательных контурах, включенных во вторичные (выходные) цепи ВЧ-генератора в виде смежных плечей моста (фиг. 5) с реактивными сопротивлениями Z_1 и Z_2 . В общем случае каждый колебательный контур состоит из соединенных между собой индуктивностей L_4 , L_5 , основных C_{10} , C_{12} и подстроечных C_{11} , C_{13} емкостей (фиг. 2 и 3). В плечи моста должны быть включены и вынесенные емкости C'_{10} , C'_{12} или индуктивности L'_4 , L'_5 которые выполняют

роль емкостного (D_c) или индуктивного (D_L) датчиков, с которыми при измерении контактирует (взаимодействует) палец человека (фиг. 1 и 11).

Предпочтительное количество вторичных цепей с колебательными контурами - два, как это показано на фиг. 1, 2 и 3.

это позволяет реализовать способ более простыми техническими средствами с необходимой точностью измерений. Каждый колебательный контур настраивают на собственную частоту, отличающуюся от частоты ВЧ-генератора f_r на некоторую величину Δf .

Настройку осуществляют посредством, например, тримеров ("молоточки" на фиг. 2, 3 и 4), добиваясь при этом такого функционального состояния настраиваемой электронной системы, которое отражено на фиг. 6. Точка В на этой фигуре соответствует "нулю" индикатора, т.е. минимуму его чувствительности. Собственно измерение осуществляют путем прикасания подушечки пальца человека к датчику (легкое нажатие пальцем).

С введением пальца человека в систему вынесенных конденсаторов (или индуктивностей) собственная частота контуров падает и комплексное сопротивление плечей моста, содержащих контуры, изменяется, что проявляется в изменении протекающего в них тока. На графиках фиг. 7 это отражается тем, что кривые K_1 и K_2 смещены влево на Δf_1 и Δf_2 по отношению к положениям этих графиков на фиг. 6 и, соответственно, вниз на $\Delta'_{2-1} > \Delta_{2-1}$.

Предпочтительно воздействовать пальцем на емкость (вариант с датчиков D_c), так как экспериментально установлено, что это обеспечивает более стабильные результаты.

Опытным же путем определено, что наилучшие результаты достигаются при возбуждении ВЧ-генератором частот в интервале 7,5-10 мГц. При более низкой частоте чувствительность способа (прибора) недостаточна, а при более высокой наблюдается избыточное повышение чувствительности, что приводит к возникновению помех при измерениях.

Искомой величиной, в данном случае фиксируемой индикатором, является величина тока, обусловленного разностью напряжений $U_2 - U_1$, т.е. разность напряжений на контурах, в точках B'' и B''' пересечения ветвей графиков с ординатой собственной частоты ВЧ-генератора. Описанный выше способ контроля количества сахара в крови

человека реализован в устройствах, примеры выполнения которых иллюстрируются фиг. 2 и 3. Посредством устройства фиг.4 обеспечивается повышение стабильности результатов измерений за счет применения кварцевой стабилизации.

Ниже описан наиболее предпочтительный вариант устройства (прибора), основанный на применении датчика емкостного типа (фиг. 2, 8, 9, и 10).

Устройство состоит из ВЧ-генератора, включающего первичные Γ_1 и вторичные Γ_2 цепи (фиг.2) с введенными во вторичные цепи колебательными контурами, датчиком D_c в цепи Γ_3 и индикатором тока И. Принципиальная схема соединения показана на фиг.2. Конструктивная для датчика на фиг. 8, 9 и 10.

Как указывалось при описании способа, узел II такого прибора при использовании индуктивного датчика D_L (фиг.3) заменяется узлом II'. С целью повышения качества (за счет стабильности) в описываемом устройстве узел I может быть заменен на узел I' (фиг.4).

Датчик состоит из двух верхних пластин 1, 2 конденсатора (фиг.8), одной общей нижней пластины 3 конденсатора, диэлектрика 4 и проводников 5, 6, 7, гальванически связанных с пластинами 1, 2 и 3. Верхние пластины 1 и 2 выполнены в виде гребенок с закругленными по общему радиусу R_d (фиг.8) торцевыми частями, между которыми имеется воздушный (диэлектрический) зазор 8. Нижняя пластина 3 отделена от пластин 1, 2 аналогичными зазорами 9 и 10 соответственно. Проводники 5, 6, и 7 служат для гальванической связи с проводниками узла Γ_3 (фиг.2). Монтажная схема не приводится. В качестве источника постоянного напряжения используется 9 вольтовый элемент, например, типа "Крона".

Устройство представляет собой коробку 11 (фиг.11), в которой смонтирована схема 2, снабженная стрелочным индикатором И, варианты конструктивного исполнения которой описаны выше. В случае выполнения чувствительного элемента в виде индуктивности D_L (фиг.3) общая конструкция устройства не меняется. Чувствительный элемент при этом выполняется в виде двух катушек, связанных между собой (схема на фиг.3, конструктивное исполнение не показано).

Работает устройство следующим образом.

В заводских условиях с помощью триммеров устройство настраивается таким образом, чтобы графики частотных характеристик колебательных контуров соответствовали фиг.6, после чего устройство поступает к потребителю. Во время применения прибор запитывается от источника U путем включателя (фиг.2). При включенном приборе человек, которому необходимо определить количество сахара в его крови, пальцем плотно касается датчика D_c (фиг.1 и 11), вследствие чего происходит изменение емкости конденсаторов, т.е. реактивного сопротивления сразу всех цепей и, следовательно, во всех вторичных цепях изменяется протекающий в них ток, что регистрируется индикатором путем отклонения его стрелки на некоторый угол. Как уже отмечалось выше, прибор можно

оттравивать под конкретного человека, что он может сделать и сам, сдавая кровь на анализ в лабораторию медицинского учреждения, одновременно записав показания стрелочного индикатора. По данным авторов, точность такой тарировки отличается не более чем на 8% от лабораторных данных.

При создании настоящего способа и прибора для его реализации авторы не стремились достигнуть особо высокой точности измерений, для людей больных сахарным диабетом особой роли абсолютные числа, например 8 или 10 ммоль/л (144-180 мг/л), не играют, главное для него иметь возможность в любое время суток оперативно, без помощи других лиц и не рискуя быть инфицированным, получить информацию об отклонениях содержания сахара в собственной крови в ту или иную сторону для принятия правильного решения в критических ситуациях. Разумеется, что указанная процедура может выполняться с помощью другого лица, оказывающего медицинскую помощь больному сахарным диабетом.

Формула изобретения:

1. Способ контроля количества сахара в крови человека страдающего сахарным диабетом, включающий проведение измерений и анализ, отличающийся тем, что измерение производят посредством изменения реактивного сопротивления колебательных контуров, включенных во вторичные цепи высокочастотного генератора (ВЧ-генератора) путем непосредственного воздействия человеком на элементы колебательных контуров, при этом количество сахара в крови контролируют по изменению тока во вторичных цепях ВЧ-генератора.

2. Способ по п.1, отличающийся тем, что реактивное сопротивление колебательных контуров вторичных цепей ВЧ-генератора изменяют посредством воздействия человека на емкостные элементы этих контуров.

3. Способ по п.1, отличающийся тем, что реактивное сопротивление контуров вторичных цепей ВЧ-генератора изменяют посредством воздействия человека на индуктивные элементы этих контуров.

4. Способ по п.1 3, отличающийся тем, что посредством ВЧ-генератора возбуждают колебания с частотой 7,5-10 МГц.

5. Способ по п.1 4, отличающийся тем, что реактивное сопротивление изменяют во всех колебательных контурах одновременно.

6. Устройство для контроля сахара в крови человека, содержащее датчик и анализатор, отличающееся тем, что датчик выполнен в виде ВЧ-генератора по меньшей мере с двумя вторичными обмотками, нагруженными гальванически связанными с ним колебательными контурами, при этом каждый колебательный контур имеет в своей цепи чувствительный элемент реактивного сопротивления для воздействия на этот элемент человека, а анализатор выполнен в виде измерительного моста, образованного вторичными обмотками ВЧ-генератора и колебательными контурами, в диагональ которого включен измерительный элемент.

7. Устройство по п.6, отличающееся тем, что чувствительный элемент в цепи каждого из колебательных контуров выполнен в виде индуктивности.

8. Устройство по п.6, отличающееся тем,

что чувствительный элемент в цепи каждого из колебательных контуров выполнен в виде емкости.

9. Устройство по пп.6 8, отличающееся

тем, что чувствительные элементы реактивного сопротивления в цепях колебательных контуров взаимосвязаны.

5

10

15

20

25

30

35

40

45

50

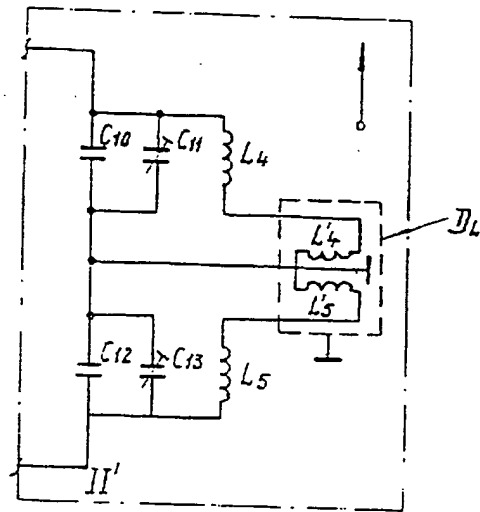
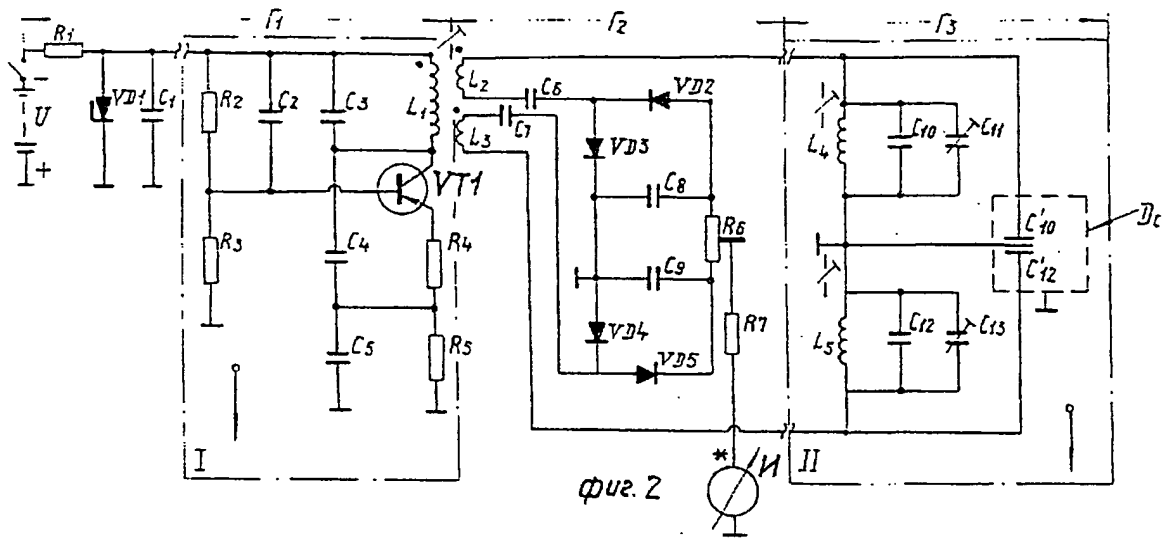
55

60

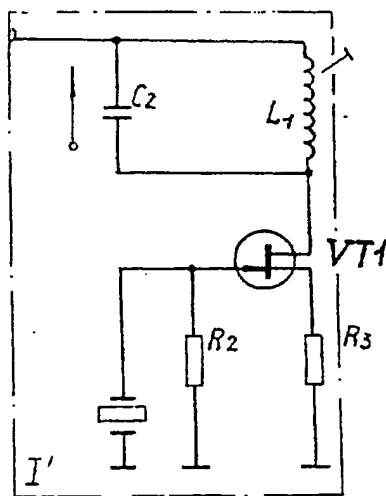
RU 2088927 C1

RU 2088927 C1

RU 2088927 C1

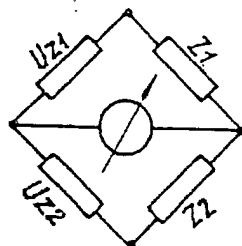


$\phi_{uz.3}$

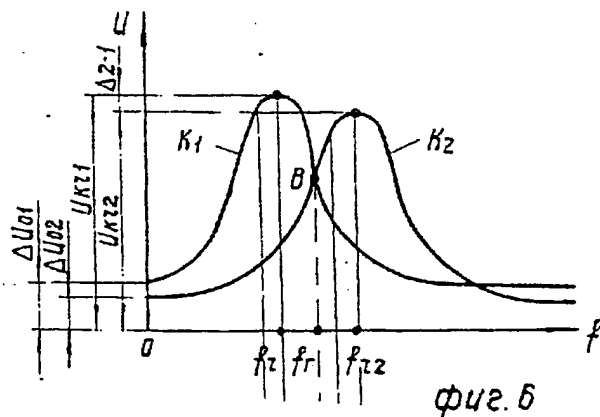


$\phi_{uz.4}$

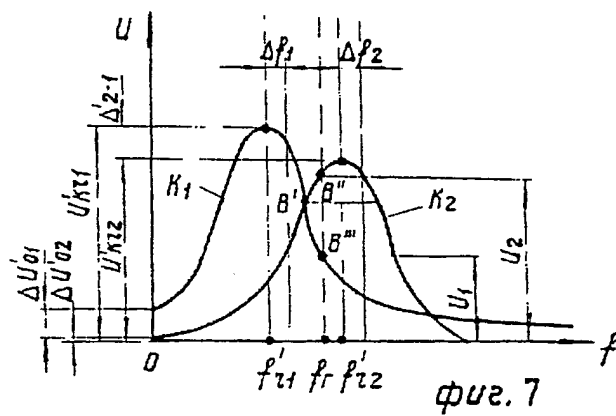
RU 2088927 C1



фиг. 5



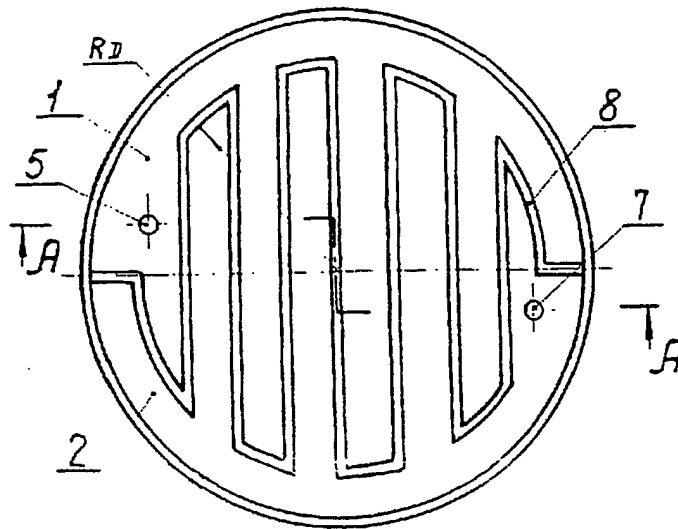
фиг. 6



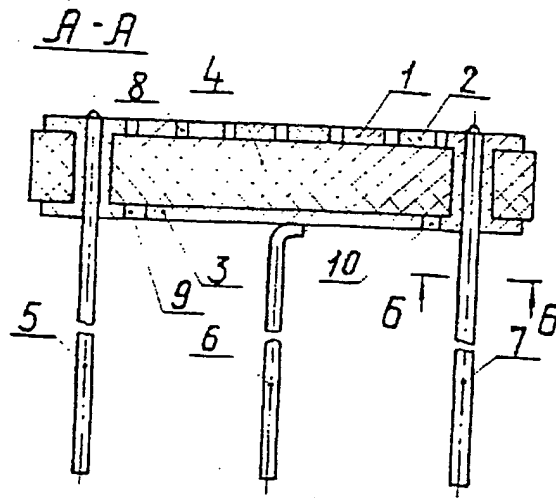
фиг. 7

RU 2088927 C1

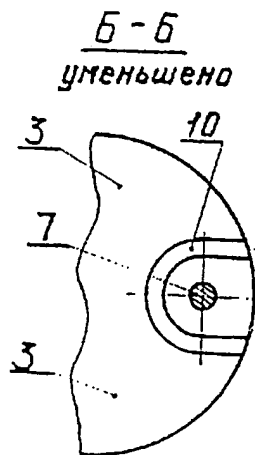
RU 2088927 C1



фиг. 8

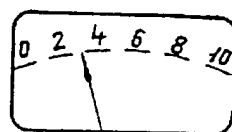
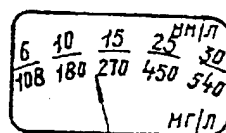
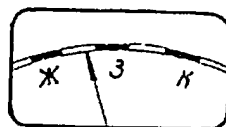
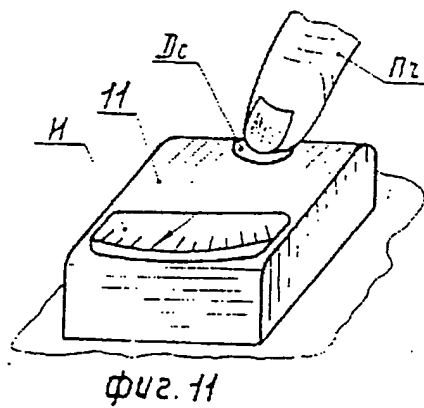


фиг. 9



фиг. 10

RU 2088927 C1



RU 2088927 C1